

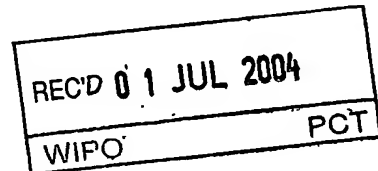
日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

22. 4. 2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2004年 1月23日
Date of Application:



出願番号 特願2004-015232
Application Number: [ST. 10/C]: [JP 2004-015232]

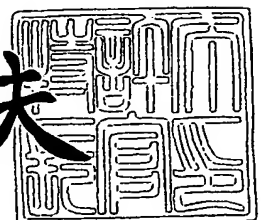
出願人 株式会社日立メディコ
Applicant(s): 株式会社日立製作所
日立エンジニアリング株式会社

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 6月 4日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願
【整理番号】 03107
【提出日】 平成16年 1月23日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 5/055
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 竹島 弘隆
 【氏名】
【発明者】
 【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町7-1-1
 株式会社日立製作所 日立研究所内
 和田山 芳英
 【氏名】
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 八尾 武
 【氏名】
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 黒目 明
 【氏名】
【発明者】
 【住所又は居所】 茨城県日立市幸町3-1-1
 株式会社日立製作所 原子力事業部内
 渡邊 洋之
 【氏名】
【発明者】
 【住所又は居所】 茨城県土浦市神立町502番地
 株式会社日立製作所 機械研究所内
 本白水 博文
 【氏名】
【発明者】
 【住所又は居所】 茨城県日立市幸町3-2-1
 日立エンジニアリング株式会社内
 鈴木 邦仁
 【氏名】
【特許出願人】
 【識別番号】 000153498
 【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
 【代表者】 猪俣 博
【特許出願人】
 【識別番号】 000005108
 【氏名又は名称】 株式会社日立製作所
 【代表者】 庄山 悦彦
【特許出願人】
 【識別番号】 390023928
 【氏名又は名称】 日立エンジニアリング株式会社
 【代表者】 河島 弘明
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 008383
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1

【物件名】
【物件名】
【物件名】

明細書 1
図面 1
要約書 1

【書類名】 特許請求の範囲**【請求項 1】**

撮影領域に静磁場を発生せざるための超電導又は常電導コイルからなる静磁場発生源を収容する収容手段を有して成る静磁場発生手段と傾斜磁場を発生させるための傾斜磁場発生手段がそれぞれ一対となって垂直方向または水平方向に対向して配置された構成を有する磁気共鳴イメージング装置において、

前記収容手段は剛性向上構造を有し、前記傾斜磁場発生手段が前記収容手段の対向面側に実質的に堅固に固定されるように構成されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段の対向面側の面に密接して補強部材を配置し、前記補強部材から固定部材を貫通させて前記収容手段の対向面側に前記傾斜磁場発生手段を固定したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記収容手段は、その反対向面側の壁厚が対向面側の壁厚よりも厚くされ、その対向面側と反対向面側とを強固に締結する締結部材が少なくとも一つ配置されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記収容手段は、その対向面側と反対向面側とを結ぶ空孔が少なくとも一つ設けられたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング（以下、MRIと称する）装置に係り、特に傾斜磁場コイル（以下、GCと略記する）の駆動に伴い発生するGCの振動、及びGCの振動が伝播して発生する静磁場発生源の振動を低減する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

一般にMRI装置は、撮像空間に均一な静磁場を発生させる静磁場発生源と、前記静磁場に重ねて線形な傾斜磁場を発生させるGCと、高周波電磁場を送信・受信するRFコイルを備えている。撮像時には、所望のパルスシーケンスに従い、均一な静磁場中に置かれた被検体にX、Y、Z軸方向の線形傾斜磁場が重ねられ、被検体の原子核スピンのラーモア周波数の高周波磁場パルスで磁氣的に励起される。この励起に伴い、核磁気共鳴（以下、NMRと略記する）信号が検出され、被検体の例えば2次元断層像が再構成される。

【0003】

このようなMRI装置において、近年、イメージングに要する時間を短縮化するニーズが高くなっている。これに応えるべく、高速EPI法など、傾斜磁場パルス的高速反転を伴うパルスシーケンスが実用化されている。

【0004】

傾斜磁場を発生させるために、GCにパルス電流を流すと、GCが静磁場中に配置されているために、GCの導体にはパルス状のローレンツ力が作用する。その結果、GCには機械的歪みが生じて振動する。このGCの振動は、その固定部材等を介して静磁場発生源にまで伝達し、静磁場発生源を振動させる。静磁場発生源のミクロンオーダーの振動は静磁場の時間的変動をもたらし、その結果としてMRI画像にボケやアーチファクトを発生させる悪影響を与える。又、GCの振動が空間に伝播すれば空気振動、即ち、騒音をもたらし、その結果として被検体の不安感を増強したり、操作者とのコミュニケーションの障害となる。

このため、前述の騒音を軽減するための技術がいくつか提案がされている。

【0005】

【特許文献1】では、ノイズ低減装置を磁石壁とGCとの間に挿入して両側の平面に面接触して配置している。このノイズ低減装置は、その内部をフォームプラスチック詰物又は外気圧より高くして構成され、前述の両面に押しつけるようにして密着させている。これにより、GCの振動減衰又は／かつGC補強（支え）している。

そのほか、本発明との関連は少ないが、GCの騒音を低減する技術として以下の公知例がある。

【0006】

【特許文献2】では、超電導磁石を収容する真空容器の一部としてGCを構成する。

その一実施例として、GCと磁石との間の結合部に減結合装置を含んで、GCの振動を真空容器に伝達するのを阻止している。

【特許文献3】では、磁石容器の内側面に、GCの音響振動を吸収する消音積層板構造を設けてGCの振動を吸収低減している。

【特許文献4】では、磁石とGCとの間に傾斜を持った複数のスペーサーを配置し、これを軸方向に締め付けることにより、GCを磁石に密着させることで振動を抑制している。

【0007】

【特許文献1】 特開平11-076200号公報

【特許文献2】 特開2001-104285号公報

【特許文献3】 特開2003-051415号公報

【特許文献4】 特開平09-000507号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、上記の公知技術には、以下のような問題がある。

[特許文献1]は、中空円筒状の磁石形状を持つ水平磁場機を想定した技術であり、その実施例の形状によれば、円筒状のGCをその外側からノイズ低減装置で均等に押さえつける必要があるため、対向型の磁石装置には適用できない。又、GC補強に関しては、水等の液体をGCと磁石壁との間に詰め込むとしているが、水の特性からしてGC補強に対する寄与は極めて小さい。

【0009】

その他の公知技術に関しては以下の通りの問題点がある。

[特許文献2]では、減結合の割合を増やすにつれてGCの固定が弱くなるために、GC自体の振動振幅が大きくなり、傾斜磁場の揺らぎが大きくなる。このために、画像上にボケやアーチファクトが発生して画質が劣化する。

【0010】

[特許文献3]では、完全に騒音部を遮蔽することは、コストなども含めて困難であり、実質的に大きな効果は得にくい。

[特許文献4]は、水平磁場機を想定した技術であり、垂直磁場機においては同様の構成をとることは不可能である。

【0011】

そこで、本発明は上記問題を解決するためになされたものであり、垂直磁場方式の開放型MRI装置において、GCに作用するローレンツ力に起因するGCの振動を十分に抑制することによって、GCの振動によって発生する騒音の低減と、GCの振動が伝播して間接的に発生する静磁場発生源の振動を低減することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、本発明は以下のように構成される。即ち、

本発明の第1の実施態様によれば、撮影領域に静磁場を発生させるための超電導又は常電導コイルからなる静磁場発生源を収容する収容手段を有して成る静磁場発生手段と傾斜磁場を発生させるための傾斜磁場発生手段がそれぞれ一対となって垂直方向または水平方向に対向して配置された構成を有する磁気共鳴イメージング装置において、

前記収容手段は剛性向上構造を有し、前記傾斜磁場発生手段が前記収容手段の対向面側に実質的に堅固に固定されるように構成される。

【0013】

これにより、大きな剛性を有する収容手段に傾斜磁場発生手段を堅固に固定することができるので、傾斜磁場発生手段の振動を低減できる。その結果、収容手段及び収容手段内の静磁場発生源の振動も低減することができるので、騒音を低減できると共に、静磁場の微少変動による画質への影響を低減することができる。

【0014】

好ましい第2の実施態様によれば、第1の実施態様の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段の対向面側の面に密接して補強部材を配置し、前記補強部材から固定部材を貫通させて前記収容手段の対向面側に前記傾斜磁場発生手段を固定する。

これにより、傾斜磁場発生手段と収容手段を一体化することができる。その結果、傾斜磁場発生手段の振動・騒音を低減することができる。

【0015】

また、好ましい第3の実施態様によれば、第1の実施態様の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段は、前記撮影領域側に前記傾斜磁場を発生させるための主コイルと前記静磁場発生源側に該傾斜磁場が外部に漏れるのを低減するシールドコイルと該主コイルと該シールドコイルの間に配置された中間部材からなり、前記中間部材に設けたザグリ穴部から固定部材を貫通させて前記収容手段の対向面側に前記傾斜磁場発生手段を固定する。

これにより、固定部材の長さを短くできるので傾斜磁場発生手段と収容手段の一体化を更に向上することができる。その結果、傾斜磁場発生手段の振動・騒音をさらに低減することができる。

【0016】

また、好ましい第4の実施態様によれば、第1乃至3の実施態様の磁気共鳴イメージング装置において、前記収容手段は、その反対向面側の壁厚が対向面側の壁厚よりも厚くされ、その対向面側と反対向面側とを強固に締結する締結部材が少なくとも一つ配置される。

これにより、対向面側は撮影領域を確保するために壁厚を厚くすることが現実的に困難であることによる収容手段の剛性低下を補って収容手段全体の剛性を高めることができる。その結果、収容手段の振動を低減することが出来ると共に、傾斜磁場発生手段の振動・騒音を低減することができる。

【0017】

また、好ましい第5の実施態様によれば、第1乃至4の実施態様の磁気共鳴イメージング装置において、前記収容手段は、その対向面側と反対向面側とを結ぶ空孔が少なくとも一つ設けられる。

これにより、空孔がリブとしての役割を果たすので、収容手段の対向面側の剛性を向上することができる。その結果、収容手段の振動を低減することが出来ると共に、傾斜磁場発生手段の振動・騒音を低減することができる。

【0018】

また、好ましい第6の実施態様によれば、第5の実施態様の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段が前記収容手段の対向面側に固着されるように前記空孔内が真空排気される。

これにより、大気圧により傾斜磁場発生手段を収容手段に密着させることができる。その結果、傾斜磁場発生手段を収容手段に固定する構造を簡素化しつつ、収容手段と傾斜磁場発生手段の一体化を向上することができる。

【0019】

また、好ましい第7の実施態様によれば、第1乃至6の実施態様の磁気共鳴イメージング装置において、前記収容手段と前記傾斜磁場発生手段との間に非磁性・絶縁部材が配置される。

これにより、傾斜磁場発生手段と収容手段壁面の距離を離して傾斜磁場によって収容手段の壁内に発生する渦電流を低減することができる。その結果、渦電流によって画像上に発生するアーチファクト等を低減することができる。

【0020】

また、好ましい第8の実施態様によれば、第7の実施態様の磁気共鳴イメージング装置において、前記収容手段と非磁性・絶縁部材との間に非磁性・導電部材を配置する。

これにより、静磁場発生源の振動等により生じる静磁場の時間的変動を、それによって発生する渦電流により抑制することできる。その結果、画質を向上させることができる。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、GCを駆動する際に生じるGCの振動を低減できるので、この振動が及ぼす静磁場発生源への影響を抑制できる。その結果、良質な画像を撮影することが可能となると共に、GCの振動を源とする騒音を低減することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

はじめに、本発明に係るMRI装置の概略を説明する。図6に本発明に係る垂直磁場方式（開放型）のMRI装置の一実施形態に関する全体斜視図を示す。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図6に示すように被検体にNMR現象を誘起してNM

R信号を受信するための各種装置を収容するガントリ51、被検体を載置するテーブル52、ガントリ内各種装置を駆動する電源や制御する各種制御装置を収納した筐体53、および受信したNMR信号を処理して被検体の断層画像を再構成して表示する処理装置54からなり、それぞれ電源・信号線55で接続される。ガントリとテーブルは図示してない高周波電磁波と静磁場を遮蔽するシールドルーム内に配置され、筐体と処理装置はシールドルーム外に配置される。

【0023】

また、図6のMRI装置の構成をより詳細な機能毎に分解したブロック構成図を図7に示す。図7に示すように、MRI装置は静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置（CPU）8とを備えて構成される。

【0024】

静磁場発生系2は、被検体1の周りの空間にその体軸方向（水平磁場方式）または体軸と直交する方向（垂直磁場方式）に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りに常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置されている。静磁場発生系2はガントリ51内に収容される。

【0025】

傾斜磁場発生系3は、X、Y、Zの3軸方向に巻かれたGC9と、それぞれのGC9を駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場Gx、Gy、Gzを被検体1に印加する。より具体的には、X、Y、Zのいずれかの1方向にスライス方向傾斜磁場パルス（Gs）を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、残り2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス（Gp）と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス（Gf）を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。GC9はガントリ51内に、傾斜磁場電源10は筐体53にそれぞれ収容される。

【0026】

シーケンサ4は、高周波磁場パルス（以下、「RFパルス」という）と傾斜磁場パルスである所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。さらに本発明のMRI装置では、シーケンサ4はRFパルスの出力を変化させながら計測できる手段を備える。シーケンサ4は筐体53内に収容される。

【0027】

送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるためにRFパルスを照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル14aとから成る。高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、RFパルスが被検体1に照射される。一般的に高周波コイル14aがガントリ51内に収容され、他は筐体53内に収容される。

【0028】

受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル14bと信号増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成る。送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波によって誘起される被検体1の応答のNMR信号が被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、信号増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。一般的に受信系6を構成する前記装置群はガントリ51内に収容される。

【0029】

信号処理系7は、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有し、受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、

画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。信号処理系7は処理装置54内に収容される。

【0030】

なお、図7において、送信側の高周波コイル14aとGC9は、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に被検体1に対向して設置される。また、受信側の高周波コイル14bは、被検体1に対向して、或いは取り囲むように設置される。

【0031】

現在MRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核（プロトン）である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、生体機能を2次元もしくは3次的に撮像する。

次に、本発明について説明する。本発明は、剛性向上構造を有して強固に形成された静磁場発生源にGCを堅固に固定することにより、GCの振動振幅を低減する。その結果、静磁場発生源の振動振幅も抑制すると共に、騒音の発生も抑制するものである。

【0032】

この本発明を前記MRI装置に適用した第1の実施形態を説明する。図1に静磁場発生源として超電導磁石を用いた垂直磁場方式のMRI装置における第1の実施形態の断面図を示す。上下に対向配置された静磁場発生源（超電導コイル）201により、ガントリの中央部に均一な静磁場を発生させる。超電導特性を発揮させるために、超電導コイル201は極低温を保持する低温容器内に配置される。この低温容器は断熱により外部からの熱を遮断するための真空槽（収容手段）202に含まれる（冷凍機やヘリウム槽などは省略してある。また、伝導冷却を用いた超電導磁石の場合にはヘリウム槽は含まない）。

【0033】

真空槽202に固定した低温支持構造体（図示せず）により、超電導コイルは所定の位置に支持される。一つ又は複数の連結管204は、所定の間隔で上下の静磁場発生源201を構造的に支持するが、必要に応じて、上下静磁場発生源201の電氣的、温度的な連結の作用を行わせることも可能である。

【0034】

GC9は、静磁場発生源201の対向する面の内側に固定部材203により固定される。GC9の重量は構造・材質によってかなり変化するが、一般には30～400 kg程度と比較的重い。本実施形態においては、強固に形成された真空槽202にGC9を堅固に固定することにより、GC9の振動振幅を低減するものである。その結果、静磁場発生源201の振動振幅が抑制されると共に、騒音の発生も抑制される。

【0035】

即ち、GC9と真空槽202とを堅固に固定して一体化することにより、GC9単体の場合と比較して、トータルでの剛性を高めることができる。この結果、同一強度のローレンツ力が作用した場合には、GC9単体の場合と比較して、振動振幅を小さく押さえることが可能となる。本実施形態においては、トータルの剛性を向上するために、GCの対向面側にヤング率の高い材質の板（例えば、ガラエポ等）をGC補強材205として密接して貼り付ける。この貼り付けるには、接着やGCと一体でのモールド等を採用できる。

【0036】

また、真空槽202の対向面側の壁厚さは、他の設計条件が許す限り厚くすることにより、トータルでの剛性を高めることが可能となる。さらに、図1では、固定部材203をGC9の周縁部にしか配置してないが、一体化を促進するためにはGC9の内周側にも配置することが望ましい。あるいは、接着によって固着することも可能である。

【0037】

GC9を固定する固定部材203は、GC補強材205とGC9を間に挟んで、これらを貫通して真空槽202に強固に固定される。GC9における固定部材203のための貫通孔の径は、貫通孔の側面が固定部材203と接触しない程度の大きさがある方が望ましい。これは、固定部材203が

貫通孔側面に接触する部分が生じると、その接触部分の個所や接触の程度によってGC9の固定具合が異なってしまう、この結果、一台毎に振動モードが変化することになり、安定した性能を得られなくなるためである。固定部材203としてボルトを用いる場合は、受け側である真空槽202にはねじ穴を設ける。真空槽に十分な厚さを確保できない場合には、以下に説明する図5の台座250を採用することができる。

【0038】

図2には、本発明を適用したMRI装置の第2の実施形態を示す。簡単のために下部側のみを示すが、上部側も実質的に同様の構造を持ち、各構成要素は撮像空間内中央の水平面に關して上下対称な配置となる。本実施形態では、GC9は撮影空間側から傾斜磁場を発生するための主コイル213、中間部材211、傾斜磁場を外部に漏らさないようにするためのシールドコイル214からなる。

【0039】

トータルの剛性を高めるために、真空槽202の対向面側と反対向面側とを真空槽補強材210によって、強固に締結した構造としている。理由は次のとおりである。すなわち、対向面側とは異なり、反対向面側では比較的寸法に余裕があるので、こちら側の壁厚さを厚くすることは比較的容易である。このため、対向面側とそれより壁厚をまして剛性を高めた反対向面側とを真空槽補強材210で締結することによって、対向面側の剛性を高めることが可能となるためである。

【0040】

また、固定部材203を中間部材211に設けたザグリ穴212部分で固定している。これにより、固定部材203の長さを短くすることができるので、GC9と真空槽202との一体化を更に向上させ、GC9の剛性を向上させることができる。図2では、GC9は主コイルとシールドコイルとから構成されるが、一般に、主コイルの方が直径が小さいために、外周側においては図2のような構成が可能である。内周側においては、図1のように長い固定部材203を用いればよい。

【0041】

しかし、内周側でも固定部材203を短くするためには、図5に示すような構造が可能である。この図5にはGC9の一部断面を示すが、主コイル213の一部に穴を設けて中間部材211内に収めてある固定部材203としての固定ボルトを操作できるようにしている。固定部材203としてボルトを用いる場合、受け側にある程度以上のネジ深さが必要であるが、真空槽に十分な厚さを確保できない場合には、以下に説明する図5の台座250を採用することができる。

【0042】

ここで、上記第2の実施形態では、GC9の三層構造と真空槽補強材210付き真空槽202の構造を共に有することを説明したが、これらの構造は共に実施しなければならないわけではなく、いずれか一方のみでも良い。

【0043】

図3には、本発明を適用したMRI装置の第3の実施形態を示す。本実施形態では、真空槽202の対向面側を強固にするために、中央部分に空孔251を設けている。この空孔251はリブとしての役割を果たすために、対向面壁の剛性を向上できる。又、空孔251の位置としては、中央部に限らずオフセンターした位置でも良いし、複数を設けても良い。設けた空孔251は、ケーブルや冷却配管の経路としても利用することが可能である。あるいは、この空孔251とGC9との密着性を高めておき、空孔251の内部を真空に引くことで、GC9を真空槽202に大気圧により固着することも可能である。この場合、GC9側の固定部分に関する構造が簡素化される利点がある。

【0044】

また、第2の実施形態と同様の構造を持つGC9と真空槽202の間には、非磁性・絶縁部材220と非磁性・導電部材221を配置している。非磁性・導電部材221は、静磁場発生源201の振動等により生じる静磁場の時間変動を渦電流により抑制するために配置するものである（特許文献5）。このため、アルミや銅等の電気伝導度の高い材質が好ましい。この導

体に穴を設けて、シム材を配置するためのトレーを兼用することも可能である。この非磁性・導電部材221の厚さとしては、数ミリ〜30ミリ程度が好ましい。

【特許文献5】W002/071942号公報

【0045】

非磁性・絶縁部材220は、GC9のコイルパターン部分と非磁性・導電部材221などの電気導体部分が近すぎると渦電流の発生が多くなり、画質を悪化させるのを防ぐために配置する。(GCによる渦電流を防ぐようにシールドコイルのパターンを設計するが、導体との距離が近すぎると十分には抑制できない)

非磁性・絶縁部材は厚いほど、渦電流の抑制効果は高まるが、開放空間を確保するためには、他コンポーネントを薄くする必要がある。よって、現実的には数ミリ〜十数ミリ程度が好ましい。又、この部分に、モールドなどによってシムコイルを配置することで、寸法的に有効活用することも可能である。

【0046】

この第3の実施形態においては、GC9と真空槽202の間に挿入する上記の部材はGC9を含めて、真空槽202の壁と強固に一体化される必要がある。このため、予め、非磁性・導電部材221と真空槽202とを接着や溶接等により固着したり、クラッド材として形成するなどが可能である。ここで、クラッド材とは、異種金属を一枚の板に圧延し、それぞれの材料特性を引き出すための複合材である。本実施形態においては、真空槽202の一般的な材料であるステンレス材と非磁性・導電部材221に使用するアルミや銅等の電気伝導度の高い材質とを複合材とする。このことにより、各々の部材の目的を達成すると共に、両者を一体化することにより剛性の向上が得られる。又、非磁性・絶縁部材220とGC9とを接着やモールド等により一体化することも可能であり、そうすることで、取り付けなどの作業性も向上する。

【0047】

図4には、本発明を適用したMRI装置の第4の実施形態を示す。(a)の中央固定部の拡大図を(b)に示す。本実施形態では、GC9を取り付けるための構造として、割りナット301を利用した場合を示す。真空槽202の壁に割りナット301を溶接や接着等により予め固着しておく。ここで、非磁性・絶縁部材220はGC9に固着してある。この割りナット301に、テーパ形状のネジ302を挿入して行くことにより、ナット外周が拡張して、非磁性・絶縁部材220の内壁を押すことで固定される。ネジの代わりに、ナット側の内周ネジをテーパ状にしても同様である。この固定方法の場合には、主コイルや中間部材に設ける穴の直径を小さくすることができるので、GC製作が容易となる利点がある。なお、図4には非磁性・導電部材221を図示していないが、非磁性・導電部材221が無い構成も可能であることを明確にするために図示を省略した。

【0048】

図5には、固定部材として固定ボルトを使用し、台座を使って固定ボルトを固定する場合の一実施形態を示す。中間部材211の撮影空間側には固定ボルト203の頭の部分を収容する穴を開け、中間部材211の残りの部分とシールドコイル214には固定ボルト203の首下部分が貫通できる穴を開けておく。この貫通穴は、その側面が固定ボルト203と接触しない程度の内径を持つのが望ましい。また、受け側である真空槽202にはねじ穴を設ける。そのため真空槽202にある程度以上のネジ深さが必要であるが、真空槽に十分な厚さを確保できない場合には、真空槽202の対向面側に台座250を据え付け、非磁性・絶縁部材220にはその台座を収容できる穴を設けておく。これらの構成によって、固定ボルト203の頭部分で中間部材211とシールドコイル214を挟んで固定する。

【0049】

以上は、静磁場発生源として超電導磁石を用いた垂直磁場方式のMRI装置に本発明を適用した実施形態を説明したが、本発明のMRI装置は上記実施形態に限定されず、種々の変更が可能である。例えば、常電導コイルにおいても同様の構造を適用することが可能である。また、一对の静磁場発生源を水平方向に対向配置した構成も可能である。

【0050】

さらに、それぞれの実施形態を個別に説明したが、複数の実施形態を組み合わせた構成も可能である。例えば、第2と第3の実施形態を組み合わせて、真空槽202に真空槽補強材210と空孔251を共に設けて真空槽202の剛性を高めてもよい。あるいは、第1と第2の実施形態を組み合わせて、第2の実施形態のGC9に第1の実施形態のGC補強材205を被せてGC9の剛性を向上させても良い。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明を適用したMRI装置の第1実施形態の断面図を示す図。

【図2】本発明を適用したMRI装置の第2実施形態の下側部分の断面図を示す図。

【図3】本発明を適用したMRI装置の第3実施形態の下側部分の断面図を示す図。

【図4】本発明を適用したMRI装置の第4実施形態の下側部分の断面図を示す図。

【図5】真空槽の上部に台座を取り付けて傾斜磁場コイルをボルト固定する一実施形態を示す図。

【図6】本発明に係る垂直磁場方式（開放型）のMRI装置の一実施形態に関する全体斜視図。

【図7】図6のMRI装置の構成をより詳細な機能毎に分解したブロック構成を示す図。

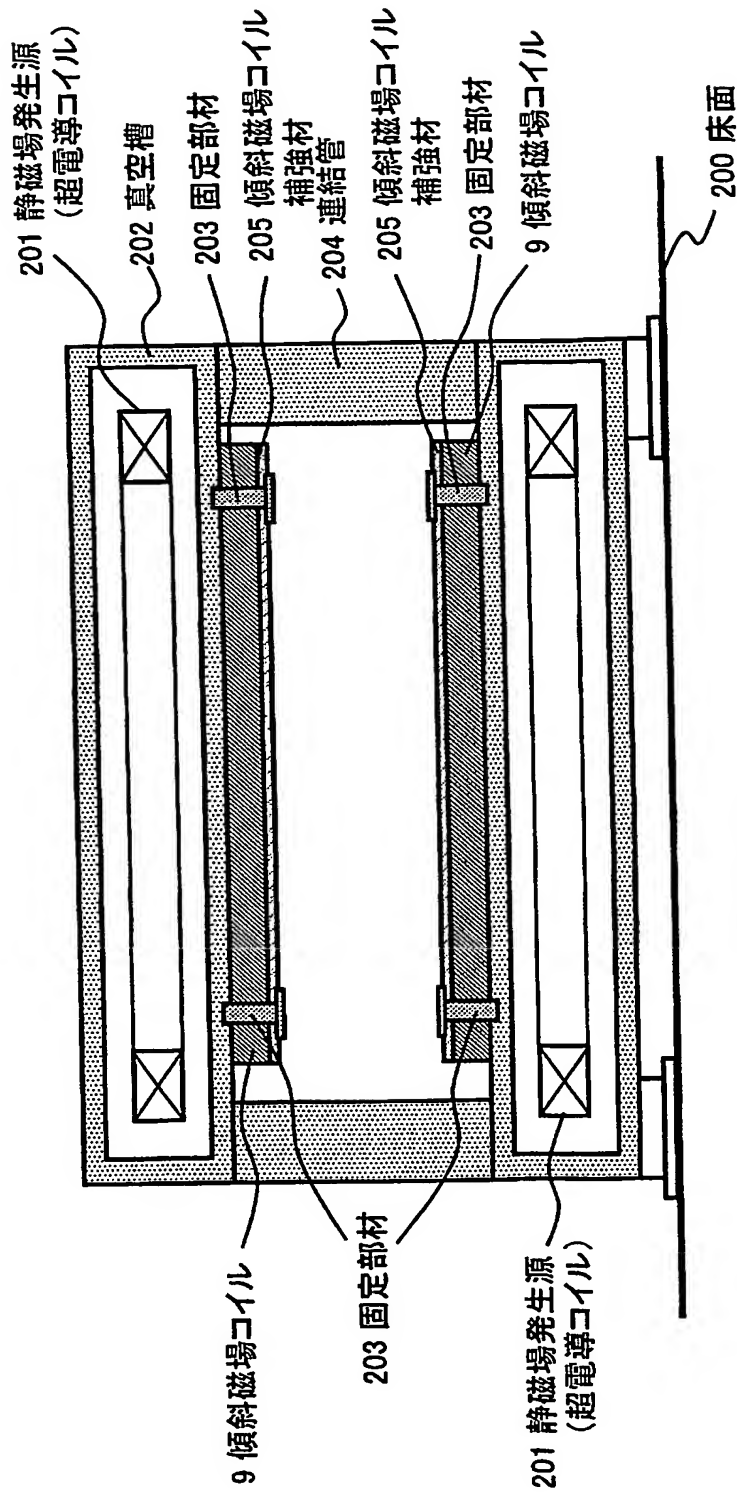
【符号の説明】

【0052】

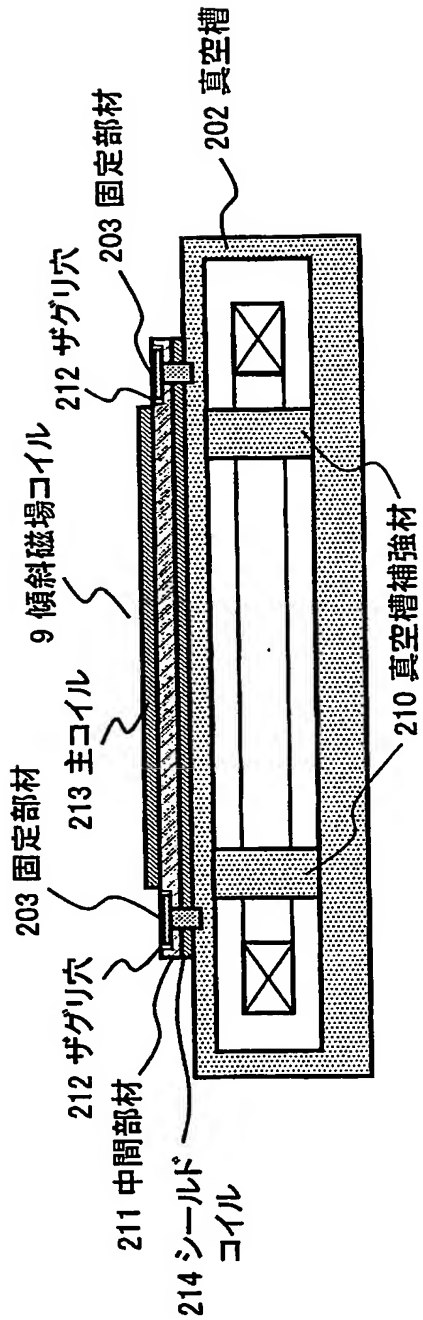
1…被検体、2…静磁場発生系、3…傾斜磁場発生系、4…シーケンサ、5…送信系、6…受信系、7…信号処理系、8…中央処理装置（CPU）、9…傾斜磁場コイル、10…傾斜磁場電源、11…高周波発信器、12…変調器、13…高周波増幅器、14a…高周波コイル（送信コイル）、14b…高周波コイル（受信コイル）、15…信号増幅器、16…直交位相検波器、17…A/D変換器、18…磁気ディスク、19…光ディスク、20…ディスプレイ、51…ガントリ、52…テーブル、53…筐体、54…処理装置

【書類名】 図面

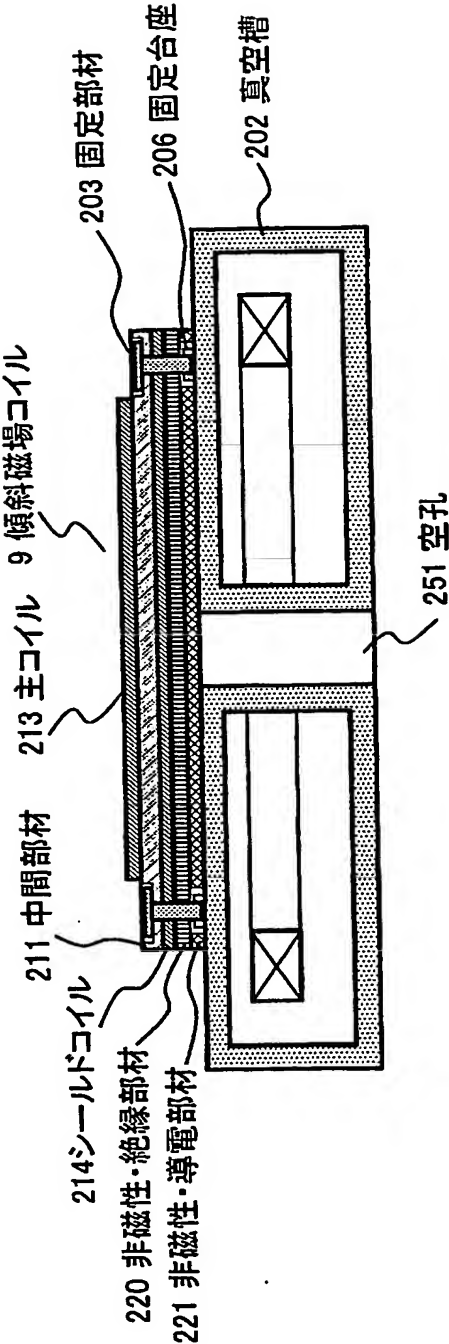
【図 1】



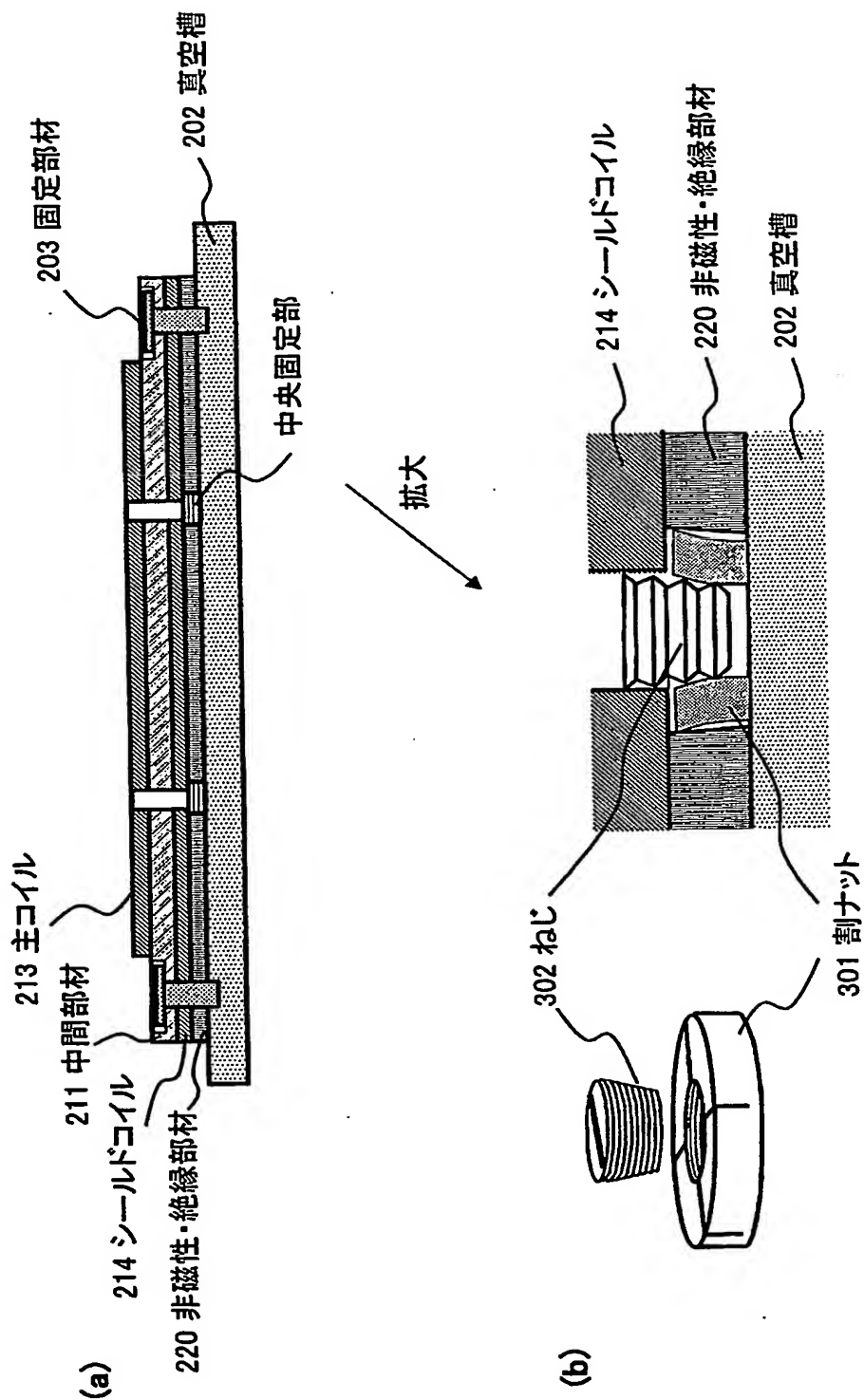
【図 2】



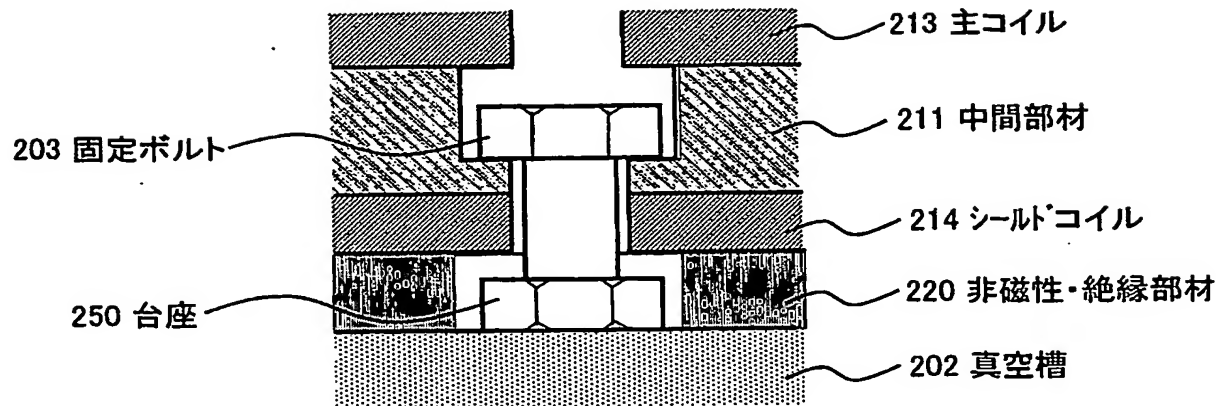
【図 3】



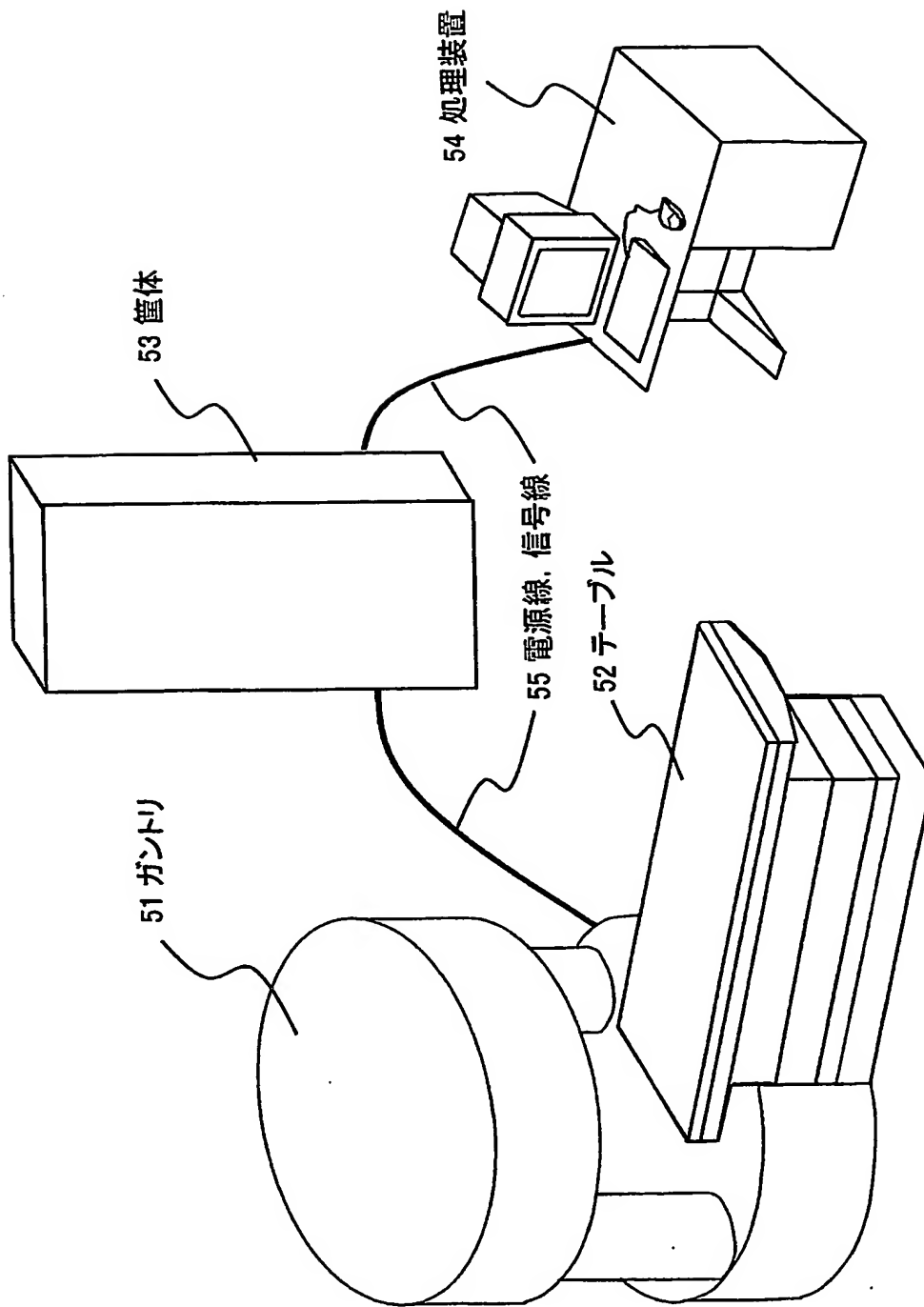
【図 4】



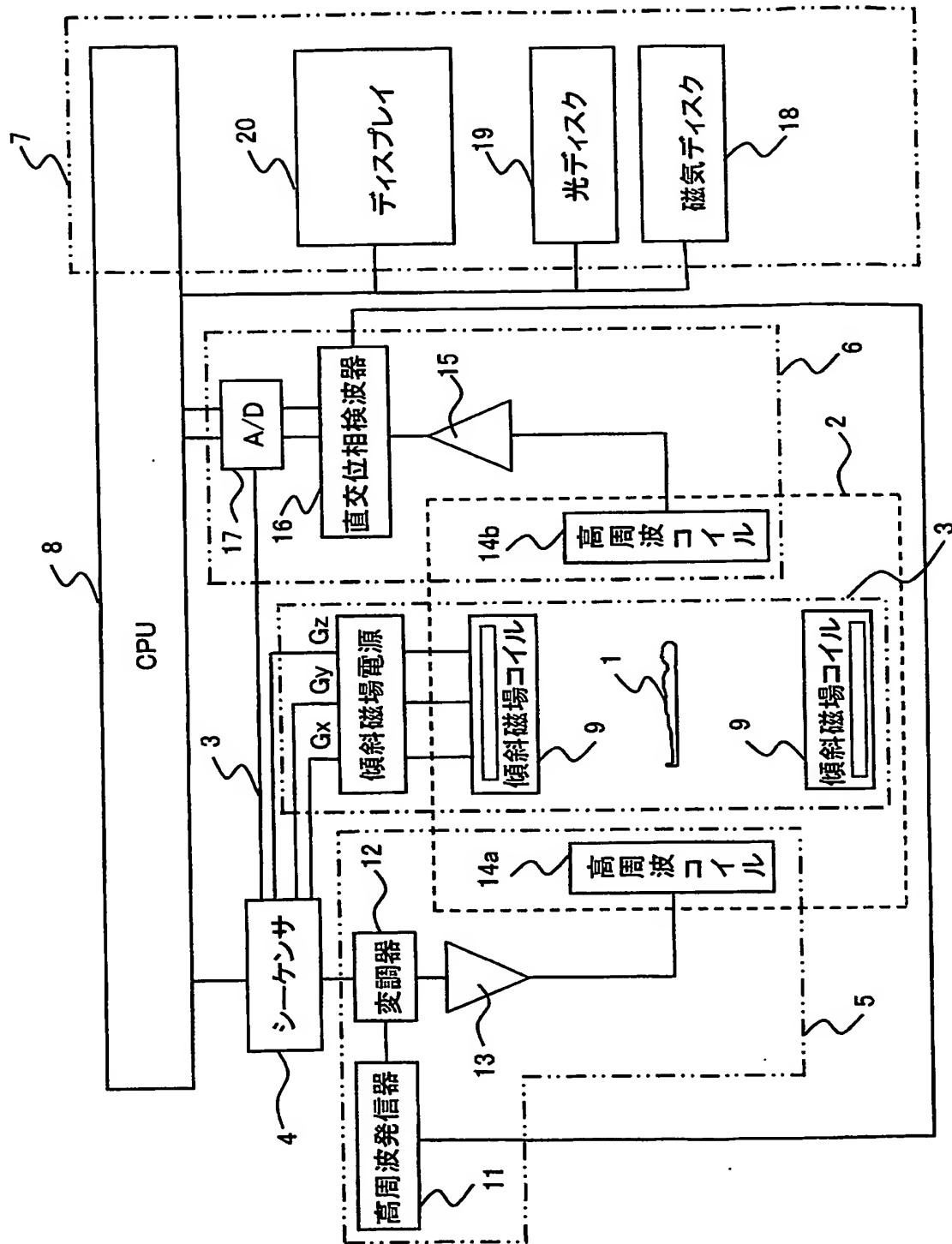
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 垂直磁場方式の開放型MRI装置において、磁石の開放性を損ねず、且つ、製作の容易な方法により、傾斜磁場コイルの駆動により生じる振動を抑制する構造を提供する。

【解決手段】 静磁場を発生するためのコイルを収納するコイル収納容器が大きな剛性を有しており、このコイル収納容器に傾斜磁場発コイルを実質的に堅固に固定したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【選択図】 図1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2004-015232
受付番号	50400111031
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成16年 2月16日

< 認定情報・付加情報 >

【特許出願人】	申請人
【識別番号】	000153498
【住所又は居所】	東京都千代田区内神田1丁目1番14号
【氏名又は名称】	株式会社日立メディコ
【特許出願人】	
【識別番号】	000005108
【住所又は居所】	東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
【氏名又は名称】	株式会社日立製作所
【特許出願人】	
【識別番号】	390023928
【住所又は居所】	茨城県日立市幸町3丁目2番1号
【氏名又は名称】	日立エンジニアリング株式会社

特願 2004-015232

出願人履歴情報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏 名

株式会社日立メディコ

特願 2 0 0 4 - 0 1 5 2 3 2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 5 1 0 8]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 1 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区神田駿河台 4 丁目 6 番地

氏 名

株式会社日立製作所

特願 2004-015232

出願人履歴情報

識別番号

[390023928]

1. 変更年月日

1990年11月21日

[変更理由]

新規登録

住所

茨城県日立市幸町3丁目2番1号

氏名

日立エンジニアリング株式会社